

# PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 07-077658

(43)Date of publication of application : 20.03.1995

(51)Int.Cl.

G02B 21/22

A61B 3/12

A61B 19/00

A61F 9/007

(21)Application number : 06-198985

(71)Applicant : CARL ZEISS:FA

(22)Date of filing : 02.08.1994

(72)Inventor : HELLMUTH THOMAS  
SEIDEL PETER  
SCHAEFFER PETER

(30)Priority

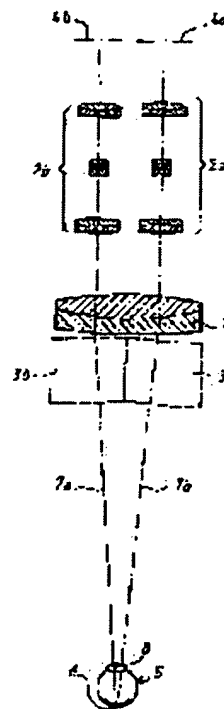
Priority number : 93 4326761 Priority date : 10.08.1993 Priority country : DE

## (54) STEREOSCOPIC MICROSCOPE

(57)Abstract:

**PURPOSE:** To display a transparent medium in transmitted light with sufficient contrast by arranging phase difference generating elements, which image the transparent medium as a phase body having amplitude contrast, in two observation optical paths.

**CONSTITUTION:** Power switching means 2a and 2b are arranged behind a common objective 1. On a secondary light source image plane, the phase difference generating elements 4a and 4b shown in outline are fixed and arranged. Further, direction inverting elements 3a and 3b which direct the illumination paths to an eye 5 to be operated are arranged below the objective 1. Then the transparent substance of the front part 8 of the eye is enabled to be imaged with amplitude contrast on a secondary light source plane in the observation optical path where diffraction degrees of a light wave diffracted by the phase body are distinctively separated and present. Therefore, a diffracted light wave component which has shifted in phase is made to interfere with an undiffracted component through the adequate phase difference generating elements 4a and 4b, and consequently the amplitude contrast is generated.



## LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

02.08.2001

[Date of sending the examiner's decision of

rejection]

[Kind of final disposal of application other than the  
examiner's decision of rejection or application  
converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of  
rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's  
decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2003 Japan Patent Office

**\* NOTICES \***

JPO and NCIPi are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. \*\*\*\* shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

---

**CLAIMS**

---

**[Claim(s)]**

[Claim 1] The stereoscopic microscope with which the phase contrast generating component (4a, 4b;20;30;40a, 40b) which visualizes a transparency medium by high contrast by the transmitted light reflected, and which carries out image formation of the transparent medium to two observation optical paths as a phase body accompanied by amplitude contrast especially in the stereoscopic microscope of ophthalmic surgery is arranged.

[Claim 2] The illumination-light way which a stereoscopic microscope has an illumination-light way (9), and image formation of the decided form and/or at least one primary light source image of magnitude was performed through that illumination-light way in the primary light source image plane, and was reflected is a stereoscopic microscope according to claim 1 which penetrates the transparency phase body which should be observed from this primary light source image plane.

[Claim 3] A phase contrast generating component (4a, 4b;20;30;40a, 40b) is a stereoscopic microscope according to claim 2 arranged, respectively to the field in which the image of a primary light source image plane around the secondary light source image plane in alignment with the optical path of an illumination-light way is located.

[Claim 4] A secondary light source image plane is a stereoscopic microscope according to claim 3 located between the binocular cylinders of the scale-factor change means (2a, 2b) and stereoscopic microscope of an observation optical path.

[Claim 5] Association with an actual scale factor and the phase contrast generating component whose location is adjustable is a stereoscopic microscope according to claim 4 formed as the phase contrast generating component in a selectable scale factor is always positioned respectively in the secondary light source image plane.

[Claim 6] A stereoscopic microscope given in at least 1 term of claims 1-5 in which at least one phase plate (30) to which the phase of the diffraction of one certain degree in a secondary light source image plane is changed as a phase contrast generating component is formed.

[Claim 7] A stereoscopic microscope given in at least 1 term of claims 1-5 in which at least one edge (20) which serves to cover asymmetrically the diffraction of at least one degree in a secondary light source image plane as a phase contrast generating component is prepared.

[Claim 8] The stereoscopic microscope according to claim 6 or 7 with which two or more edges (40a, 40b) or phase plates are arranged in the shape of a grid in the observation optical path as a phase contrast generating component.

[Claim 9] It is a stereoscopic microscope given in at least 1 term of claims 1-8 containing one or more light source diaphragms (11) for deciding the configuration and/or magnitude of a primary light source image of an illumination-light way (9). [ in / at least one illumination-light way (9) is prepared, and / in the illumination-light way / a primary light source image plane ]

[Claim 10] A light source diaphragm (11) is a stereoscopic microscope according to claim 9 constituted as a single slit diaphragm or a multiplex slit diaphragm.

[Claim 11] A light source diaphragm (11) is a stereoscopic microscope according to claim 9 which

forms the primary light source image of a symmetry-of-revolution form.

[Claim 12] A light source diaphragm (11) and/or a phase contrast generating component (4a, 4b;20;30;40a, 40b) are a stereoscopic microscope according to claim 9 a configuration and/or whose magnitude are adjustable and which is alternatively constituted as a liquid crystal diaphragm which can be changed freely.

[Claim 13] A phase contrast generating component (4a, 4b;20;30;40a, 40b) is a stereoscopic microscope given in at least 1 term of claims 1-11 arranged so that it can insert freely alternatively into an illumination-light way.

[Claim 14] Use of a stereoscopic microscope given in at least 1 term of claims 1-5 for carrying out image formation of the transparence medium of the impending section with amplitude contrast at the time of an ophthalmology operation.

[Claim 15] How to arrange the phase contrast generating component (4a, 4b;20;30;40a, 40b) which carries out image formation of the transparent medium to two observation optical paths of a stereoscopic microscope as a phase body with amplitude contrast in the approach of improving the contrast of a transparence medium, in the reflected fluoroscopy light.

[Claim 16] It is the approach according to claim 7 by which at least one light source diaphragm (11) with the configuration and/or magnitude of a stereoscopic microscope which can be freely chosen as an illumination-light way (9) is arranged, and the light source diaphragm forms a primary light source image, and a phase contrast generating component (4a, 4b;20;30;40a, 40b) is chosen in a secondary light source image plane corresponding to the configuration and magnitude of a primary light source image.

[Claim 17] The approach according to claim 16 of visualizing the transparence part of an eye with amplitude contrast in an ophthalmology operation by the transmitted light reflected by eyegrounds.

[Claim 18] How to arrange the phase contrast generating component (4a, 4b;20;30;40a, 40b) which carries out image formation of the transparent medium as a phase body accompanied by amplitude contrast into two observation optical paths of a stereoscopic microscope, and performs lighting of the transparence part of an eye through the light pipe arranged in an ocular in the approach of the transparent medium of human being's eyes raising contrast by the transmitted light.

---

[Translation done.]

\* NOTICES \*

JPO and NCIPi are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. \*\*\*\* shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

---

## DETAILED DESCRIPTION

---

### [Detailed Description of the Invention]

[0001]

[Industrial Application] This invention relates to the approach of operating such a stereoscopic microscope in the stereoscopic microscope list for an ophthalmology operation especially in order to visualize a transparence medium by high contrast.

[0002]

[Description of the Prior Art] On the occasion of the microsurgery of an eye, a stereoscopic microscope is usually used. In order to guarantee that the lens which became muddy in the surgical operation of a cataract is completely [ certainly and ] removable, the so-called red-RIFUREKKUSU lighting is realized in the stereoscopic microscope. In this case, if eyegrounds carry out diffuse reflection of the illumination light which carries out incidence, the transparence part of the anterior part of an eye will generate the red transmitted light to the surgeon under operation influenced by the absorption property of a retina.

Below, such a lighting operation is called "reflective transmitted light."

[0003] After sucking up the lens which became muddy using the so-called lens emulsion-ized agent, it is important for the surgeon under operation to look for the residual lens of the transparence which still remains in the anterior part of an eye depending on the case, and to remove the part completely.

[0004] Until now, in order to identify the residual lens of the anterior part of an eye appropriately and certainly, an effort to lecture on the measure of making it the most homogeneous possible red light reflex happen by the lighting side of a stereoscopic microscope was made in very many cases. For example, refer to the German patent No. 4028605 of an applicant.

[0005] However, even if it takes such a measure against the illumination-light way of the stereoscopic microscope to be used, the almost transparent medium of the anterior part of an eye is not necessarily displayed with sufficient contrast.

[0006]

[Problem(s) to be Solved by the Invention] Therefore, the technical problem of this invention is providing especially the stereoscopic microscope of ophthalmic surgery and a list with the method of operating it it is guaranteed that displays a transparent medium by sufficient contrast in the transmitted light.

[0007]

[Means for Solving the Problem] The above-mentioned technical problem is solved by the stereoscopic microscope which has the description of the 1st term of a patent claim. The approach of raising the contrast of the transparent medium in the reflective transmitted light using a stereoscopic microscope is the object of the 7th term of a patent claim. The special method of being suitable for especially an ophthalmology operation is the object of the 18th term of a patent claim.

[0008] according to this invention -- the transparent medium in the transmitted light -- as a phase body -- catching -- those phase bodies -- the suitable phase contrast generating component of a stereoscopic microscope -- amplitude contrast -- having -- image formation -- that is, it visualizes. According to this invention, for this purpose, a certain means is provided to the location in which the diffraction figure of

the light source of the observation optical path of a stereoscopic microscope is located. Then, a suitable phase contrast generating component is used, and the predetermined order of diffraction is covered alternatively without a big burden from the diffraction figure, or the phase can be mutually shifted according to a definition. When applying a stereoscopic microscope to the surgical operation of a cataract, the location exists the eyegrounds image plane of a stereoscopic microscope, or near the on the relation of geometric image formation conditions.

[0009] When applying the stereoscopic microscope by this invention such, a primary light source image is formed in the primary light source image plane which is in agreement with the eyegrounds of the eye which should be observed through an illumination-light way. Image formation of the primary light source image on eyegrounds is carried out through a lens, a cornea, and the observation optical system of a stereoscopic microscope to the secondary light source image plane corresponding to an eyegrounds image plane. According to this invention, the phase contrast generating component is arranged in the observation optical path of this flat surface. Since interference takes place between the diffraction of the degree by which the light wave diffracted by the phase body was not covered with this means, and the light wave of the 0th diffraction which penetrated the phase body directly, an amplitude layer comes to be visible to an observer.

[0010] Therefore, if the stereoscopic microscope by this invention is applied to an ophthalmology operation, the transparent medium of the anterior part of an eye can be certainly visualized by high contrast. The surgeon under operation can work certainly.

[0011] The stereoscopic microscope by this invention is applicable in favor of all the situations that should visualize the transparent body other than an ophthalmology operation by the highest possible contrast in the reflective transmitted light similarly. A suitable light source diaphragm is formed in the illumination-light way of the stereoscopic microscope by this invention so that image formation of the primary light source image may be carried out to the shape of punctiform or a slit. The slit-like primary light source image may be formed in a rectangle or annular. A phase contrast generating component is chosen each time according to the configuration of a primary light source image.

[0012] When the stereoscopic microscope by this invention is applied to an ophthalmology operation, each primary light source image will be located in an eyegrounds flat surface, and the light reflected from eyegrounds penetrates the transparent medium of the anterior part of an eye. According to this invention, in the reflective transmitted light, lighting structure which irradiates from behind the transparence part of the anterior part of an eye other than the lighting explained so far through the optical fiber light pipe arranged in an ocular is also possible. In this case, transmitted light lighting of the anterior part of an eye will be performed.

[0013] The means required in order to raise the contrast of a transparent medium, i.e., especially the structure of a suitable phase contrast generating component in a stereoscopic microscope, should be carried out without the big burden on adjustment. Furthermore, alternatively, both a phase contrast generating component and the component for deciding the magnitude of a light source image in an illumination-light way can be arranged so that receipts-and-payments revolution may be free. Therefore, the stereoscopic microscope by this invention is applicable also in other clinical divisions, for example, if it is within the limits of a microsurgery. Other advantages and details of an approach by this invention for raising the contrast of a transparent medium in the stereoscopic microscope by this invention and a list will become clear from explanation of the following examples based on an attached drawing.

[0014]

[Example] The stereoscopic microscope by this invention by which the phase contrast generating component for applying at the time of an ophthalmology operation is arranged in the interior is roughly shown in drawing 1. As for a principle top, the stereoscopic microscope used here has the structure known. A stereoscopic microscope contains the main objective lens (1) of one to two observation optical paths. That is, it is constituted according to the so-called telescope principle. Two observation optical paths are shown in drawing 1 as an optical axis (7a, 7b), respectively. Also in a stereoscopic microscope with which the separate objective lens is prepared to each of two observation optical paths, i.e., the stereoscopic microscope according to a Greenough principle, it is obvious that the approach by this

invention explained here can be taken.

[0015] In the illustrated example, the scale-factor change means (2a, 2b) is arranged after the common main objective lens (1). In this case, the scale-factor change means is constituted as a well-known Galilei transformation machine. Or the zoom system to which it is stepless and an actual scale factor is changed can be used at any time. Although it is not illustrating in order to make a drawing legible at drawing 1, cutoff or an insertion component may be further arranged to two optical paths after a scale-factor change means (2a, 2b). Or those components insert a middle image in the observation optical path which results in a CCD camera etc. for the purpose of documentation, they serve to intercept the optical path.

[0016] In the illustrated example, the phase contrast generating component (4a, 4b) shown roughly is fixed, and is arranged, the eyegrounds image plane, i.e., the secondary light source image plane, of a stereoscopic microscope of two observation optical paths. After the phase contrast generating component (4a, 4b), the binocular cylinder (not shown in order to make a drawing legible similarly) which has a lens-barrel lens, turn prism, and an ocular continues. Such a binocular cylinder is known from the German patent No. 2654778 of an applicant.

[0017] Under the main objective lens (1), the turn component (3a, 3b) turned in the direction of the eye (5) on which an operation should be performed for the illumination-light way which is not visible is arranged by drawing 1. Instead, it is obvious that it is also possible to introduce an illumination-light way through the turn component arranged appropriately in the upper part of the main objective lens (1).

[0018] When a stereoscopic microscope is constituted in ophthalmic surgery according to this invention, image formation of the primary light source image will be mostly carried out to the shape of punctiform or a slit at eyegrounds (6) so that the above explanation may show. In this case, the slit of various configurations is possible and they are further explained to a detail in the following explanation. Although the medium of the anterior part (8) of an eye is emitted from eyegrounds (6), namely, the reflected light wave penetrates, the generating point of those light waves expresses the primary light source image in eyegrounds (6) at this time. For example, although it generates a phase shift about passage of the light wave which penetrates it, the matter of the transparence in the impending sections (8), such as a part of lens, is inadequate for visualizing those phase contrast matter so then, if it says from an observer side and an additional means will not be used. Since human being's eyes cannot recognize phase contrast, the phase contrast generated after light penetrates the anterior part of an eye must be changed into amplitude contrast. Then, if it lectures on a certain measure to the secondary light source image plane within the observation optical path in which the order of diffraction of the light wave diffracted by the phase body separates into mutually clearly, and exists according to this invention, it is possible to carry out image formation of the transparence matter of the anterior part (8) of an eye with amplitude contrast. If one of the high orders of diffraction and an example are given since it is this purpose for example, the order of diffraction of +1 or -1 will be covered by use of a suitable phase contrast generating component (4a, 4b). The remaining order of diffraction interferes with the 0th diffraction, i.e., the light wave penetrated without diffracting, and, thereby, generates amplitude contrast. Therefore, the diffracted-light wave component which carried out the phase shift should be made to interfere with a non-diffracting component through a suitable phase contrast generating component (4a, 4b), and it should consider so that amplitude contrast may be generated by that cause. Various operation gestalten of a suitable phase contrast generating component (4a, 4b) are further explained to a detail with reference to drawing 3 a - drawing 3 c.

[0019] According to this invention, in order to arrange a phase contrast generating component (4a, 4b), in the lighting structure explained above, the same eyegrounds image plane as the secondary light source image plane on the eyegrounds (6) of - light source of - ideal is suggested as a suitable flat surface. In the illustrated example, the eyegrounds image plane is located between a scale-factor change means (2a, 2b) and a binocular cylinder (not shown). An eyegrounds image plane, i.e., a light source image plane, can still connect the location of a phase contrast generating component (4a, 4b) to the scale factor of the scale-factor change means (2a, 2b) set up, respectively, when a scale factor will be the stereoscopic microscope which is adjustable if this invention is followed since a location which is set up and which is

different in accordance with the optical axis (7a, 7b) of an observation optical path for every scale factor can be taken. In that case, according to an actual scale factor, the phase contrast generating component prepared is slid to a secondary light source image plane in accordance with the optical axis (7a, 7b) of an observation optical path. The secondary light source image plane is known based on the focal distance of the main objective lens, and the optical data of stereoscopic microscopes, such as a scale factor set up, respectively.

[0020] In this case, the connection with the scale factor actually set up and the location of the phase contrast generating component in alignment with an optical axis is realizable through mechanical coupling which takes the gestalt of gearing. Or for example, an actual scale factor can be detected using the suitable detector without an encoder in the actuation element of a scale-factor change means, and an equalization circuit which uses the detector signal as an amount of adjustments to a driving gear can also be applied. Through a driving gear, a phase contrast generating component is slid in predetermined path spacing in accordance with an optical axis, is made such within an observation optical path, and it positions to a secondary light source image plane.

[0021] The side elevation of the stereoscopic microscope by this invention of drawing 1 at the time of applying to an ophthalmology operation is roughly shown in drawing 2 including an image formation process. The same component as drawing 1 is expressed with the same sign in a Fig. in drawing 2. The illumination-light way (9) is oriented with the include angle of 90 degrees to the flat surface of two observation optical paths so that it can recognize clearly from drawing 2. In the example currently illustrated, the image formation optical system (12 13) to which an illumination-light way changes from a light source diaphragm (11) and two parts ahead of the light pipe including an optical fiber light pipe (10) is arranged. The light source diaphragm (11) in an illumination-light way serves to obtain the desired configuration and/or the magnitude of a light source image on eyegrounds (6). In that case, the light source diaphragm (11) to be used can be arranged immediately ahead of the injection side of an optical fiber light pipe (10) as shown in drawing 2. Or it is also possible to set a light source diaphragm (11) ahead [ of the injection side of an optical fiber light pipe (10) ], to arrange a predetermined distance, and to carry out image formation of the injection side to a light source diaphragm (11) according to suitable image formation optical system.

[0022] Similarly, it is possible to choose the injection side of an optical fiber light pipe in a required configuration. The indispensable light source diaphragm in other cases can be omitted by this, and the loss when covering the part which is not desirable as for the beam cross section does not take place, either. Instead of an optical fiber light pipe, another light sources, such as for example, the Lime Light mirror lamp, can also be used.

[0023] The diaphragm (11) used has the different gestalt and/or the magnitude according to structure or the purpose of use. For example, although a light source diaphragm (11) may be the shape of a slit, punctiform, or annular, it is further explained to a detail with reference to drawing 4 a - drawing 4 c about the point. An illumination-light way (9) is turned in the direction of the eye (5) which should be observed through a turn mirror (3a) or another suitable turn component. A suitable turn component will be chosen according to a desired light source image.

[0024] In this case, by preparing the configuration of an illumination-light way appropriately, if to make the configuration of a light source image punctiform or annular is desired, it must consider so that image formation of the light source image in an eyegrounds image plane may be carried out to this alignment to the optical axis of each observation optical path. This is realizable with either of the approaches which divides two completely separate illumination-light ways or the illumination-light ways of one \*\* into two partial illumination-light ways. In the case of the slit-like light source image which extends along with the line which connects the optical path of an observation optical path, the turn mirror of usual one can be used.

[0025] According to this invention, in order to fit a lighting property in the optimal form for the usage condition of each time, the optical element which can slide freely can constitute image formation optical system (12 13) linearly in the image formation optical system (12 13) in an illumination-light way (9) so that the adjustable focus of the light source image by the user may become possible. Therefore, when the



stereoscopic microscope by this invention is applied to an ophthalmology operation, it is possible for it to be adapted for various patients' eyes so that image formation of the clear light source image may be certainly carried out to the eyegrounds (6) of the eye (5) observed according to such focus capacity in an illumination-light way (9) in any cases.

[0026] everything but an illumination-light way including the single light source of one which is illustrated - use the -two separate light sources as you already suggested, and pass two partial illumination-light ways in a suitable light source diaphragm -- it is also possible to carry out image formation to the 1st light source image plane. It \*\*\*\*s in it, and it should consider so that two partial illumination-light ways may be turned appropriately in that case.

[0027] The phase contrast generating component (4a) of a left-hand side observation optical path is between a scale-factor change means (2a) and a binocular cylinder (not shown) as roughly shown in drawing 2 . The corresponding phase contrast generating component in the 2nd observation optical path located back [ the ] is not shown in drawing 2 R> 2.

[0028] In another operation gestalt of the stereoscopic microscope by this invention, in order to extend the application application of the stereoscopic microscope by this invention as much as possible rather than to place a phase contrast generating component in a fixed position to an observation optical path, it is also possible to constitute so that a phase contrast generating component can be alternatively inserted in an observation optical path. In this case, it is advantageous, if it constitutes so that a light source diaphragm may also insert, retract to an illumination-light way and be free.

[0029] Next, with reference to drawing 3 a - drawing 3 c, the operation gestalt from which the phase contrast generating component which should be arranged to a secondary light source image plane according to this invention differs is explained. The cross section of the observation optical path in a secondary light source image plane is shown in these drawings. The example shown in drawing 3 a and drawing 3 b is a configuration to the illumination-light way which supplies the line on a primary light source image plane, i.e., eyegrounds, or a rectangular light source image. If the primary light source image on eyegrounds is made into a line such, since there are not so many burdens of the retina by the strength of the beam of light which carries out incidence unlike a punctiform light source image, it is advantageous if it restricts to the field of an ophthalmology operation. When the light source image of the shape of a line or a slit is chosen, the diffraction pattern formed in a secondary light source image plane has the shape of a line or a slit similarly, and has turned to the observation optical path. [ as well as a light source image ] In this case, the high order of diffraction exists for a shaft to the 0th diffraction.

[0030] For example, the 1st approach that it is possible in order to visualize a transparency phase body in an ophthalmology operation is one side, namely, covers the diffraction of a high degree asymmetrically rather than it can set at this flat surface. It interferes in the residual light wave component penetrated in the direction of an observer, and it supplies sufficient amplitude contrast. For this purpose, to drawing 3 a, the high order diffraction which inserts a diaphragm (20), i.e., an edge, in the secondary light source image plane of an observation optical path asymmetrically, and corresponds, for example, the primary [ + ] diffraction, is asymmetrically covered so that it may be shown. In the display of drawing 3 a, the linear primary light source image on eyegrounds (50) looks the part.

[0031] According to drawing 3 b, another operation gestalt of a phase contrast generating component consists of phase plates (30) to which the phase of the diffraction of one degree is shifted according to a definition. In the case of the primary light source image chosen in this example, a phase plate (30) has the gestalt of a thin rectangle similarly, and it is arranged so that it may be in agreement with the symmetry axis of the diffraction pattern which the axis of ordinate of a phase plate (30) generates in the observation optical path of an eyegrounds image plane, i.e., a secondary light source image plane. Since it becomes possible to shift 90 degrees of phases of the 0th diffraction, i.e., the light wave component penetrated to diffraction \*\*\*\*, by that cause consequently, interference takes place between the diffraction of the degree which carried out the phase change partially and to penetrate. Interference of the diffraction of a total degree gives required amplitude contrast to an observer. In the example shown in drawing 3 b, a  $\lambda/4$  wavelength plate which shifts 90 degrees of 0th phases to an observation optical path as a phase plate (30) is arranged. In order to raise contrast, the phase plate (30) containing

an absorption layer can be formed. Since the strength of the 0th diffraction decreases and the strength of the diffraction of a higher degree is adjusted by this, the further improvement of amplitude contrast is obtained.

[0032] In order to decrease the burden of the eyegrounds by the intensity of light which carries out incidence according to this invention, it is also still more possible to form two or more primary light source images on eyegrounds through a suitable light source diaphragm. Consequently, the strength of the lighting to the eyegrounds field which receives the light from the light source decreases, making the total intensity of lighting enough. For this purpose, a multiplex diaphragm or a grid can be arranged as a light source diaphragm for example, in an illumination-light way, thereby, it corresponds and two or more slit-like primary light source images are generated on eyegrounds. In order to visualize the medium of the anterior part of an eye as a phase body, a phase contrast generating component must be made to have to correspond similarly, and must be constituted as a multiplex diaphragm or a grid. In that case, a phase contrast generating component can be again chosen as an edge or a phase plate to each of a slit-like light source image like the case of the example explained previously.

[0033] The example for this purpose is shown in drawing 3 c. As for the phase contrast generating component in a certain case (40a, 40b), two slit-like primary light source images (60a, 60b) consist of examples of drawing 3 c as a two grids bar which correspond, are arranged in an observation optical path and cover the diffraction of a higher degree to asymmetry, respectively. Also in the display of drawing 3 c, some two slit-like primary light source images on eyegrounds (60a, 60b) look the same.

[0034] As for the lattice constant of the light source diaphragm to choose, it is advantageous to be chosen so that the degrees of the diffraction of the secondary light source image generated as a result may not overlap mutually. Then, in a secondary light source image plane, in order to generate a desired interference between the light wave components without higher order diffraction and diffraction in the diffraction pattern formed, the measure as a convention can be taken.

[0035] The suitable light source image on the eyegrounds of the eye to observe is shown in drawing 4 a - drawing 4 c. It is decided by how the gestalt of the phase contrast generating component suitable for this chooses a primary light source image, i.e., how does a light source diaphragm prescribe an illumination-light way?, as suggested previously. The diffraction figure which has the symmetric property specified to the secondary light source image plane, i.e., an eyegrounds image plane, according to the symmetric property chosen about the light source image on eyegrounds will be formed. Then, each phase contrast generating component should be chosen corresponding to this symmetric property.

[0036] A primary light source image is formed in the request on eyegrounds of the suitable component on illumination-light ways, such as for example, a light source diaphragm. Option of a primary light source image, and a suitable phase contrast generating component and further various light source images can be made to coordinate automatically similarly with the diaphragm which can be changed freely as the diaphragm which can be changed and phase contrast generating component for example, in an illumination-light way. Such a diaphragm consists of advantageous operation gestalten electrically [ common knowledge ] as a liquid crystal diaphragm which can be changed freely.

[0037] In drawing 4 a, as a primary light source image (50), the rectangle or the linear field on eyegrounds is expressed, and this light source image is realized through the light source diaphragm on an illumination-light way which it \*\*\*\*\* and is a rectangle or a line. As a phase contrast generating component to such a light source image (50), the operation gestalt of drawing 3 a and drawing 3 b is suitable.

[0038] Although the aforementioned primary duplex slit light source image on eyegrounds (60a, 60b) is shown in drawing 4 b, the strength of the lighting which hits the field which receives the lighting of an eye can be decreased by doing in this way. In this case, the phase contrast generating component for which are suitable is proposed by drawing 3 R>3c.

[0039] Furthermore, according to this invention, as shown in drawing 4 c, it is also possible to form an annular light source image (70) on eyegrounds. When extreme, this annular primary light source image (70) is made to transform into a punctiform light source image. It is required to \*\*\*\*\* in an observation optical path and to insert the phase contrast generating component of a symmetry-of-revolution form to

the primary light source image (70) of this symmetry-of-revolution form, as suggested repeatedly previously.

---

[Translation done.]

**\* NOTICES \***

JPO and NCIPi are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. \*\*\*\* shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

---

**DESCRIPTION OF DRAWINGS**

---

[Brief Description of the Drawings]

[Drawing 1] The front view showing the stereoscopic microscope by this invention in two observation optical-path lists roughly with the structure of a phase contrast generating component including the rough image formation process in the field of an ophthalmology operation.

[Drawing 2] The side elevation of the stereoscopic microscope of drawing 1 including arrangement of an illumination-light way.

[Drawing 3] Drawing showing three kinds of configurations possible about a phase contrast generating component in the case of a linear primary light source image.

[Drawing 4] Drawing showing a respectively possible primary light source image.

[Description of Notations]

2a, 2b [ -- A light source diaphragm, 20 / -- An edge 30 / -- A phase plate 40a, 40b / -- Phase contrast generating component. ] -- A scale-factor change means, 4a, 4b -- A phase contrast generating component, 9 -- An illumination-light way, 11

---

[Translation done.]

\* NOTICES \*

JPO and NCIPi are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

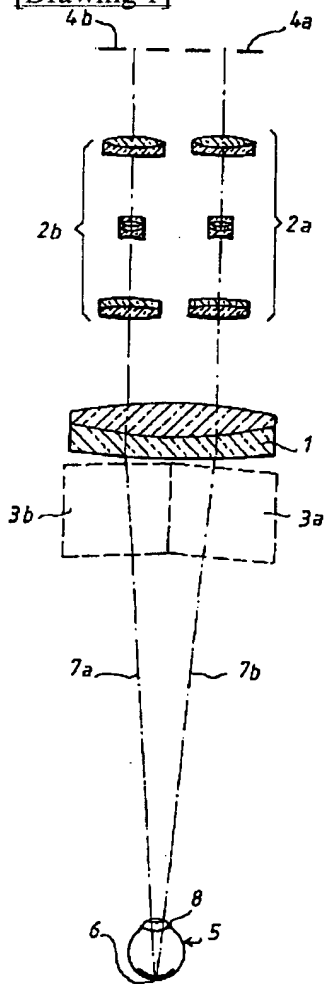
1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. \*\*\*\* shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

---

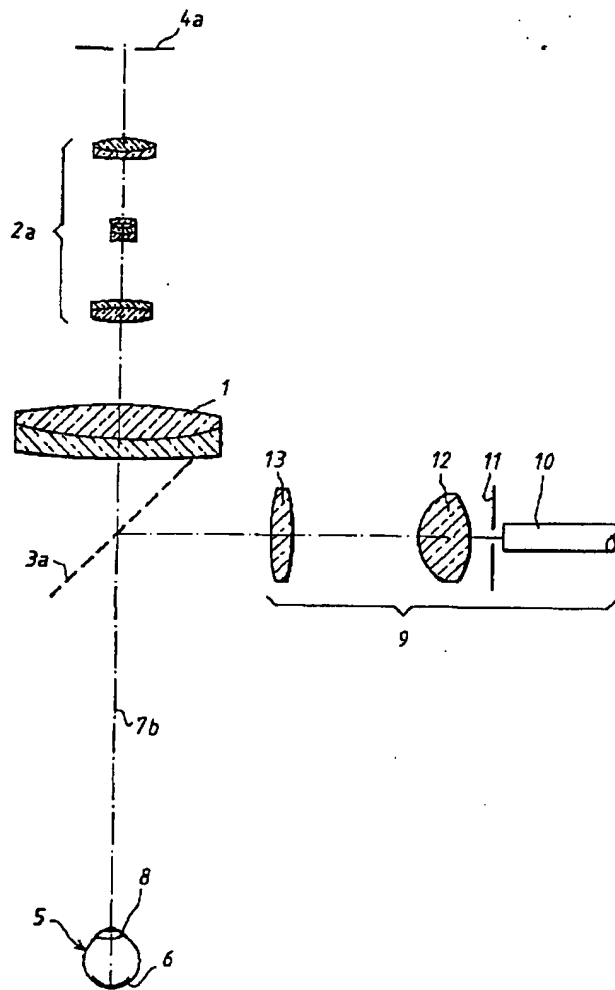
DRAWINGS

---

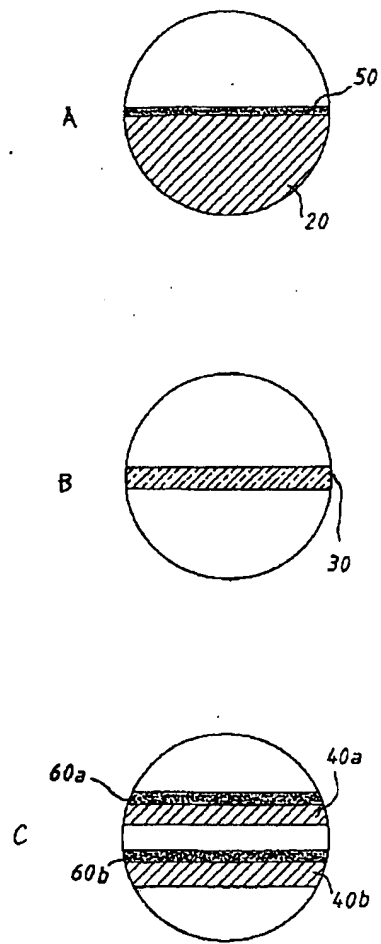
[Drawing 1]



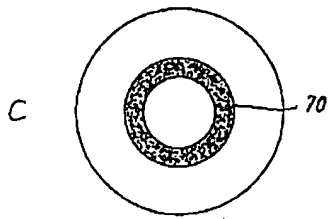
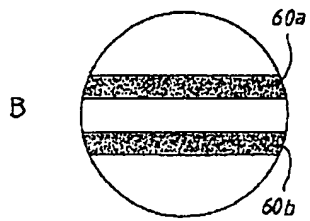
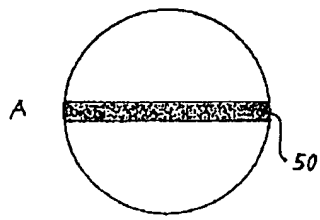
[Drawing 2]



[Drawing 3]



[Drawing 4]



---

[Translation done.]



## \* NOTICES \*

JPO and NCIPI are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. \*\*\*\* shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

---

CORRECTION OR AMENDMENT

---

[Kind of official gazette] Printing of amendment by the convention of 2 of Article 17 of Patent Law  
 [Section partition] The 2nd partition of the 6th section  
 [Publication date] January 18, Heisei 14 (2002. 1.18)

[Publication No.] JP,7-77658,A  
 [Date of Publication] March 20, Heisei 7 (1995. 3.20)  
 [Annual volume number] Open patent official report 7-777  
 [Application number] Japanese Patent Application No. 6-198985  
 [The 7th edition of International Patent Classification]

G02B 21/22  
 A61B 3/12  
 19/00 508  
 A61F 9/007

[FI]

G02B 21/22  
 A61B 19/00 508  
 3/12 Z  
 A61F 9/00 550

[Procedure revision]  
 [Filing Date] August 2, Heisei 13 (2001. 8.2)  
 [Procedure amendment 1]  
 [Document to be Amended] Specification  
 [Item(s) to be Amended] Claim  
 [Method of Amendment] Modification  
 [Proposed Amendment]  
 [Claim(s)]

[Claim 1] The stereoscopic microscope with which the phase contrast generating component (4a, 4b;20;30;40a, 40b) which visualizes a transparence medium by high contrast by the transmitted light reflected, and which carries out image formation of the transparent medium to two observation optical paths as a phase body accompanied by amplitude contrast especially in the stereoscopic microscope of ophthalmic surgery is arranged.

[Claim 2] The illumination-light way which a stereoscopic microscope has an illumination-light way (9), and image formation of the decided form and/or at least one primary light source image of magnitude was performed through that illumination-light way in the primary light source image plane, and was reflected is a stereoscopic microscope according to claim 1 which penetrates the transparence

phase body which should be observed from this primary light source image plane.

[Claim 3] A phase contrast generating component (4a, 4b;20;30;40a, 40b) is a stereoscopic microscope according to claim 2 arranged, respectively to the field in which the image of a primary light source image plane around the secondary light source image plane in alignment with the optical path of an illumination-light way is located.

[Claim 4] A secondary light source image plane is a stereoscopic microscope according to claim 3 located between the binocular cylinders of the scale-factor change means (2a, 2b) and stereoscopic microscope of an observation optical path.

[Claim 5] Association with an actual scale factor and the phase contrast generating component whose location is adjustable is a stereoscopic microscope according to claim 4 formed as the phase contrast generating component in a selectable scale factor is always positioned respectively in the secondary light source image plane.

[Claim 6] A stereoscopic microscope given in at least 1 term of claims 1-5 for carrying out image formation of the transparence medium of the impending section with amplitude contrast at the time of an ophthalmology operation.

[Claim 7] How to arrange the phase contrast generating component (4a, 4b;20;30;40a, 40b) which carries out image formation of the transparent medium to two observation optical paths of a stereoscopic microscope as a phase body with amplitude contrast in the approach of improving the contrast of a transparence medium, in the reflected fluoroscopy light.

[Claim 8] Arrange at least one light source diaphragm (11) with the configuration and/or magnitude of a stereoscopic microscope which can be freely chosen as an illumination-light way (9), and the light source diaphragm forms a primary light source image, and it corresponds to the configuration and magnitude of a primary light source image. A stereoscopic microscope given in at least 1 term of claims 1-5 as which a phase contrast generating component (4a, 4b;20;30;40a, 40b) is chosen in a secondary light source image plane.

[Procedure amendment 2]

[Document to be Amended] Specification

[Item(s) to be Amended] 0007

[Method of Amendment] Modification

[Proposed Amendment]

[0007]

[Means for Solving the Problem] The above-mentioned technical problem is solved by the stereoscopic microscope which has the description of the 1st term of a patent claim. The approach of raising the contrast of the transparent medium in the reflective transmitted light using a stereoscopic microscope is the object of the 7th term of a patent claim.

---

[Translation done.]

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平7-77658

(43)公開日 平成7年(1995)3月20日

(51)Int.Cl. <sup>6</sup>	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
G 0 2 B 21/22		7625-2K		
A 6 1 B 3/12				
19/00	5 0 8	8825-4C		
		8119-4C	A 6 1 B 3/ 12	Z
			A 6 1 F 9/ 00	5 5 0
審査請求 未請求 請求項の数18 F D (全 8 頁) 最終頁に続く				

(21)出願番号 特願平6-198985

(22)出願日 平成6年(1994)8月2日

(31)優先権主張番号 P 4 3 2 6 7 6 1 . 0

(32)優先日 1993年8月10日

(33)優先権主張国 ドイツ (D E)

(71)出願人 391035991

カール・ツァイス

CARL ZEISS

ドイツ連邦共和国 89518・ハイデンハイム

アンデア・ブレンツ (番地なし)

(72)発明者 トーマス・ヘルムス

アメリカ合衆国 94526 カリフォルニア

州・ダンヴィル・タイソン コート・30

(72)発明者 ベーター・ザイデル

ドイツ連邦共和国 89555 シュタインハ

イム・ミッテルライン・34

(74)代理人 弁理士 山川 政樹

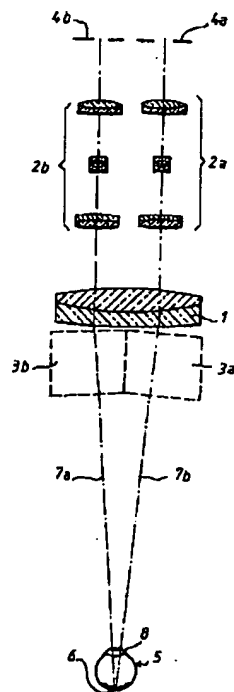
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 立体顕微鏡

(57)【要約】

【目的】 眼の水晶体を十分なコントラストで観察できるようにする。

【構成】 たとえば、眼科手術に際して、透明媒質を高コントラストで可視化するために、立体顕微鏡の観察光路に、透明媒質を振幅コントラストによって位相物体として可視化する位相差発生手段を配置する。この場合、使用される光源ダイアフラムに従って、位相差発生素子を選択することになる。



1

## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 反射されて来る透過光で透明媒体を高コントラストで可視化する特に眼科手術用の立体顕微鏡において、2つの観察光路に、透明媒質を振幅コントラストを伴う位相物体として結像させる位相差発生素子(4a, 4b; 20; 30; 40a, 40b)が配置されている立体顕微鏡。

【請求項2】 立体顕微鏡は照明光路(9)を有し、決められた形及び/又は大きさの少なくとも1つの一次光源像の結像はその照明光路を介して一次光源像平面で実行され、反射された照明光路はこの一次光源像平面から観察すべき透明位相物体を透過する請求項1記載の立体顕微鏡。

【請求項3】 位相差発生素子(4a, 4b; 20; 30; 40a, 40b)は照明光路の光路に沿った二次光源像平面の周囲の、一次光源像平面の像が位置している領域にそれぞれ配置されている請求項2記載の立体顕微鏡。

【請求項4】 二次光源像平面は観察光路の、倍率切替手段(2a, 2b)と立体顕微鏡の双眼鏡筒との間に位置している請求項3記載の立体顕微鏡。

【請求項5】 実際の倍率と、位置が可変である位相差発生素子との結合は、各々選択可能な倍率における位相差発生素子が常に二次光源像平面に位置決めされているように設けられている請求項4記載の立体顕微鏡。

【請求項6】 位相差発生素子として、二次光源像平面におけるある1つの次の回折の位相を変化させる位相板(30)が少なくとも1つ設けられている請求項1から5の少なくとも1項に記載の立体顕微鏡。

【請求項7】 位相差発生素子として、二次光源像平面における少なくとも1つの次の回折を非対称に遮蔽する働きをするエッジ(20)が少なくとも1つ設けられている請求項1から5の少なくとも1項に記載の立体顕微鏡。

【請求項8】 位相差発生素子として複数のエッジ(40a, 40b)又は位相板が観察光路内に格子状に配置されている請求項6又は7記載の立体顕微鏡。

【請求項9】 少なくとも1つの照明光路(9)が設けられており、その照明光路は、一次光源像平面における照明光路(9)の一次光源像の形状及び/又は大きさを決めるための1つ又は複数の光源ダイアフラム(11)を含む請求項1から8の少なくとも1項に記載の立体顕微鏡。

【請求項10】 光源ダイアフラム(11)は単一スリットダイアフラム又は多重スリットダイアフラムとして構成されている請求項9記載の立体顕微鏡。

【請求項11】 光源ダイアフラム(11)は回転対称形の一次光源像を形成する請求項9記載の立体顕微鏡。

【請求項12】 光源ダイアフラム(11)及び/又は位相差発生素子(4a, 4b; 20; 30; 40a, 40b)は形状及び/又は大きさが可変である選択的に切

2

替え自在の液晶ダイアフラムとして構成されている請求項9記載の立体顕微鏡。

【請求項13】 位相差発生素子(4a, 4b; 20; 30; 40a, 40b)は照明光路内に選択的に挿入自在であるように配置されている請求項1から11の少なくとも1項に記載の立体顕微鏡。

【請求項14】 眼科手術時に目の前部の透明媒体を振幅コントラストを伴って結像するための請求項1から5の少なくとも1項に記載の立体顕微鏡の利用。

【請求項15】 反射された透視光の中で透明媒体のコントラストを改善する方法において、立体顕微鏡の2つの観察光路に、透明媒質を振幅コントラストを伴って位相物体として結像する位相差発生素子(4a, 4b; 20; 30; 40a, 40b)を配置する方法。

【請求項16】 立体顕微鏡の照明光路(9)に、選択自在の形状及び/又は大きさをもつ少なくとも1つの光源ダイアフラム(11)を配置し、その光源ダイアフラムは一次光源像を形成し且つ一次光源像の形状と大きさに対応して、二次光源像平面で位相差発生素子(4a, 4b; 20; 30; 40a, 40b)が選択される請求項7記載の方法。

【請求項17】 眼科手術の中では、目の透明部分を眼底で反射された透過光により振幅コントラストをもって可視化する請求項16記載の方法。

【請求項18】 人間の目の透明媒質を透過光によってコントラストを向上させる方法において、立体顕微鏡の2つの観察光路の中に、透明媒質を振幅コントラストを伴う位相物体として結像し且つ目の透明部分の照明を接眼レンズ中に配置された光導体を介して実行する位相差発生素子(4a, 4b; 20; 30; 40a, 40b)を配置する方法。

## 【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】本発明は、透明媒体を高コントラストで可視化するための、特に眼科手術のための立体顕微鏡並びにそのような立体顕微鏡を操作する方法に関する。

【0002】

【従来の技術】目の顕微外科手術に際しては、通常、立体顕微鏡を使用する。白内障の外科手術において混濁した水晶体を確実に且つ完全に除去できるように保証するために、立体顕微鏡ではいわゆるレッドリーフレックス照明を実現している。この場合、眼底が入射して来る照明光を拡散反射すると、網膜の吸収特性の関係で、目の前部の透明部分は手術中の外科医に対して赤色の透過光を発生する。そのような照明作用を以下では「反射透過光」という。

【0003】混濁した水晶体をいわゆる水晶体乳濁液化剤を使用して吸収した後、手術中の外科医は、目の前

部に場合によってはまだ残っている透明の残余水晶体を  
探して、その部分を完全に除去することが重要である。

【0004】これまでは、目の前部の残余水晶体を適  
切、確実に識別するために、立体顕微鏡の照明側で、で  
きる限り均質な赤色光反射が起こるようにする措置を講  
ずる努力をすることが非常に多かった。たとえば、出願  
人のドイツ特許第4028605号を参照。

【0005】ところが、使用する立体顕微鏡の照明光路  
にそのような措置を講じて、目の前部のほとんど透明  
な媒質を十分なコントラストをもって表示するとは限ら  
ない。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】従って、本発明の課題  
は、透過光の中で透明媒質を十分なコントラストで表示  
するように保証する、特に眼科手術用の立体顕微鏡、並  
びにそれを操作する方法を提供することである。

【0007】

【課題を解決するための手段】上記の課題は、特許請求  
の範囲第1項の特徴を有する立体顕微鏡によって解決さ  
れる。立体顕微鏡を使用して反射透過光の中の透明媒質  
のコントラストを向上させる方法は、特許請求の範囲第  
7項の対象である。特に眼科手術に適する特別の方法は  
特許請求の範囲第18項の対象である。

【0008】本発明によれば、透過光の中の透明媒質を  
位相物体としてとらえ、それらの位相物体を立体顕微鏡  
の適切な位相差発生素子により振幅コントラストをもっ  
て結像、すなわち、可視化する。この目的のために、本  
発明によれば、立体顕微鏡の観察光路の、光源の回折像  
が位置する場所に何らかの手段を講じる。そこで、適切  
な位相差発生素子を使用して、その回折像から大きな負  
担なく選択的に所定の回折次数を遮蔽するか、又はその  
位相を互いに定義に従ってずらせることができる。白内障  
の外科手術に立体顕微鏡を適用する場合、幾何学的結  
像条件の關係上、その場所は立体顕微鏡の眼底像平面又  
はその付近にある。

【0009】本発明による立体顕微鏡をそのように適用  
する場合、一次光源像は照明光路を介して、観察すべき  
目の眼底と一致する一次光源像平面に形成される。眼底  
上の一次光源像は水晶体と、角膜と、立体顕微鏡の観察  
光学系とを介して、眼底像平面に対応する二次光源像平  
面へと結像される。本発明によれば、この平面の観察光  
路内に位相差発生素子が配置されている。この手段によ  
って、位相物体で回折された光波の遮蔽されなかった次  
数の回折と、位相物体を直接に透過した零次の回折の光  
波との間に干渉が起こるので、観察者には振幅が見え  
るようになる。

【0010】そのため、本発明による立体顕微鏡を眼科  
手術に適用すると、目の前部の透明媒質を高コントラス  
トで確実に可視化することができる。手術中の外科医は  
確実に作業できるのである。

【0011】本発明による立体顕微鏡は、眼科手術の他  
にも、同様に透明な物体を反射透過光の中でできる限り  
高いコントラストで可視化すべきであるあらゆる状況に  
有利に適用可能である。本発明による立体顕微鏡の照明  
光路には、一次光源像が点状又はスリット状に結像され  
るように適切な光源ダイアフラムを設ける。スリット状  
の一次光源像は方形又は環状に形成されていても良い。  
位相差発生素子は、その都度、一次光源像の形状に従っ  
て選択される。

【0012】本発明による立体顕微鏡を眼科手術に適用  
した場合、各々の一次光源像は眼底平面に位置すること  
になり、眼底から反射された光は目の前部の透明媒質を  
透過する。本発明によれば、反射透過光においては、こ  
こまで説明した照明の他に、目の前部の透明部分を接眼  
レンズ中に配置された光ファイバ光導体を介して背後か  
ら照射するような照明構造も可能である。この場合、目  
の前部の透過光照明が行われることになる。

【0013】透明媒質のコントラストを向上させるため  
に必要な手段、すなわち、特に、立体顕微鏡における適  
切な位相差発生素子の構造は、調整上の大きな負担なく  
実施されるべきである。さらに、位相差発生素子と、照  
明光路内の、光源像の大きさを決めるための素子は、共  
に、選択的に出入れ旋回自在であるように配置できる。  
従って、本発明による立体顕微鏡は、顕微外科の範囲内  
であれば、たとえば、他の診療科においても適用可能で  
ある。本発明による立体顕微鏡、並びに透明媒質のコン  
トラストを向上させるための本発明による方法のその他  
の利点と詳細は、添付の図面に基づく以下の実施例の説  
明から明白になるであろう。

【0014】

【実施例】図1には、眼科手術時に適用するための位相  
差発生素子が内部に配設されている本発明による立体顕  
微鏡を概略的に示す。ここで使用する立体顕微鏡は、原  
理上は知られている構造を有する。立体顕微鏡は2つの  
観察光路に対して一体の主対物レンズ(1)を含む。す  
なわち、いわゆるテレスコープ原理に従って構成されて  
いるのである。2つの観察光路はそれぞれ光軸(7a,  
7b)として図1には示されている。2つの観察光路の  
各々に対して別個の対物レンズが設けられているような  
立体顕微鏡、すなわち、Greenough原理に従った立  
体顕微鏡においても、ここで説明する本発明による方  
法をとることができるのは自明である。

【0015】図示した実施例では、共通主対物レンズ  
(1)の後に倍率切替え手段(2a, 2b)が配置されて  
いる。この場合、倍率切替え手段は周知のガリレイ変  
換器として構成されている。あるいは、実際の倍率を無  
段階で変化させるズームシステムをいつでも利用するこ  
とができる。図1には図面を見やすくするために図示し  
てはいないが、倍率切替え手段(2a, 2b)の後の2  
つの光路に遮断又は挿入素子をさらに配置しても良い。

5

それらの素子は、ドキュメンテーションを目的として、CCDカメラ等に至る観察光路に中間像を挿入する又はその光路を遮断する働きをする。

【0016】図示した実施例においては、2つの観察光路の、立体顕微鏡の眼底像平面、すなわち、二次光源像平面には、概略的に示された位相差発生素子(4a, 4b)が固定して配置されている。位相差発生素子(4a, 4b)の後には、鏡筒レンズと、方向転換プリズムと、接眼レンズとを有する双眼鏡筒(同様に図面を見やすくするために示されていない)が続いている。そのよう

な双眼鏡筒は、たとえば、出願人のドイツ特許第2654778号から知られている。

【0017】主対物レンズ(1)の下方には、図1では見えない照明光路を手術すべき目(5)の方向へ方向転換する方向転換素子(3a, 3b)が配置されている。その代わりに、主対物レンズ(1)の上方で適切に配置した方向転換素子を介して照明光路を導入することも可能であるのは自明である。

【0018】本発明に従って立体顕微鏡を眼科手術用に構成した場合、以上の説明からわかるように、一次光源像は眼底(6)にはほぼ点状又はスリット状に結像されることになる。この場合、様々な形状のスリットが可能であり、それらについては以下の説明の中でさらに詳細に解説してゆく。目の前部(8)の媒質を眼底(6)から発する、すなわち、反射された光波が透過してゆくのであるが、このとき、それらの光波の発出点は眼底(6)における一次光源像を表わしている。たとえば、水晶体の一部などの目の前部(8)にある透明の物質はそれを透過する光波の通過について位相ずれを発生するが、観察者の側からいえば、付加的な手段を使用しないと、それだけではそれらの位相差物質を可視化するには不十分である。人間の目は位相差を認識できないので、目の前部を光が透過した後には発生する位相差を振幅コントラストに変換しなければならない。そこで、本発明に従って、位相物体で回折された光波の回折次数が明確に互いに分離して存在している観察光路内の二次光源像平面に何らかの措置を講ずれば、目の前部(8)の透明物質を振幅コントラストをもって結像することが可能である。この目的のために、たとえば、高い回折次数の1つ、例を挙げると、+1又は-1の回折次数を適切な位相差発生素子(4a, 4b)の使用によって遮蔽する。残留している回折次数は零次の回折、すなわち、回折せずに透過して来る光波と干渉し、それにより振幅コントラストを発生させる。従って、適切な位相差発生素子(4a, 4b)を介して、位相ずれした回折光波成分を非回折成分と干渉させ、それにより振幅コントラストを発生させるように配慮すべきである。適切な位相差発生素子(4a, 4b)の様々な実施形態については、図3a~図3cを参照してさらに詳細に説明する。

【0019】本発明によれば、位相差発生素子(4a, 50

6

4b)を配置するために適切な平面として、以上説明した照明構造においては一理想の一光源の眼底(6)上の二次光源像平面と同一である眼底像平面を示唆している。図示した実施例では、眼底像平面は倍率切替え手段(2a, 2b)と、双眼鏡筒(図示せず)との間に位置している。眼底像平面、すなわち、光源像平面は設定される倍率ごとに、観察光路の光軸(7a, 7b)に沿って異なる位置をとることができるので、本発明に従えば、倍率が可変である立体顕微鏡の場合には、位相差発生素子(4a, 4b)の位置をそれぞれ設定される倍率切替え手段(2a, 2b)の倍率と結び付けることがさらに可能である。その場合、実際の倍率に応じて、設けられる位相差発生素子を観察光路の光軸(7a, 7b)に沿って二次光源像平面へと摺動させてゆく。二次光源像平面は、主対物レンズの焦点距離や、それぞれ設定される倍率などの立体顕微鏡の光学的データに基づいてわかっている。

【0020】この場合、実際に設定される倍率と、光軸に沿った位相差発生素子の位置との結び付きは、歯車装置の形態をとる機械的カップリングを介して実現可能である。あるいは、たとえば、倍率切替え手段の操作要素にあるエンコーダなしの適切な検出器を利用して、実際の倍率を検出し、その検出器信号を駆動装置に対する調整量として使用するような調整回路も適用することができる。駆動装置を介して、位相差発生素子を観察光路内で光軸に沿って所定の経路間隔の中で摺動させ、そのようにして、二次光源像平面に位置決めする。

【0021】図2には、眼科手術に適用した場合の図1の本発明による立体顕微鏡の側面図を結像プロセスを含めて概略的に示す。図2において、図1と同じ素子は同じ図中符号で表わされている。図2から明らかに認識できるように、照明光路(9)は2つの観察光路の平面に対して90°の角度をもって方向付けられている。図示されている実施例においては、照明光路は光ファイバ光導体(10)を含み、その光導体の前方には光源ダイアフラム(11)と、2つの部分から成る結像光学系(12, 13)とが配置されている。照明光路内にある光源ダイアフラム(11)は、眼底(6)上に所望の光源像の形状及び/又は大きさを得る働きをする。その場合、図2に示す通り、使用する光源ダイアフラム(11)を光ファイバ光導体(10)の射出面のすぐ前方に配置することができる。あるいは、光源ダイアフラム(11)を光ファイバ光導体(10)の射出面の前方に所定の距離をおいて配置し、その射出面を適切な結像光学系によって光源ダイアフラム(11)に結像することも可能である。

【0022】同様に、必要な形状で光ファイバ光導体の射出面を選択することが可能である。これにより、他の場合には不可欠である光源ダイアフラムを省略でき、ビーム横断面の望ましくない部分を遮蔽するときの損失も

起こらない。光ファイバ光導体の代わりに、たとえば、ライムライトミラーランプなどの別の光源を使用することもできる。

【0023】使用されるダイアフラム(11)は構造又は使用目的に応じて異なる形態及び／又は大きさを有する。たとえば、光源ダイアフラム(11)はスリット状、点状又は環状であっても良いが、その点については図4a～図4cを参照してさらに詳細に説明する。照明光路(9)は方向転換ミラー(3a)又は別の適切な方向転換素子を介して観察すべき目(5)の方向へ方向転換される。所望の光源像に従って適切な方向転換素子を選択することになる。

【0024】この場合、光源像の形状を点状又は環状にすることが望まれるならば、照明光路の形状を適切に整えることにより、眼底像平面における光源像が各観察光路の光軸に対して同心に結像されるように配慮しなければならない。これは、たとえば、2つの全く別個の照明光路、あるいは、唯一つの照明光路を2つの部分照明光路に分割する方法のいずれかによって実現可能である。観察光路の光路を結ぶ線に沿って延出するスリット状光源像の場合には、通常の一方向転換ミラーを使用することができる。

【0025】本発明によれば、照明特性をその都度の適用条件に最適な形で適合させるために、照明光路(9)中の結像光学系(12, 13)の中の直線的に摺動自在である光学素子によって、使用者による光源像の可変焦点合せが可能になるように、結像光学系(12, 13)を構成することができる。従って、本発明による立体顕微鏡を眼科手術に適用した場合、いかなるケースでも、照明光路(9)におけるそのような焦点合せ能力によって観察される目(5)の眼底(6)に鮮明な光源像が確実に結像されるように、多様な患者の目に適応することが可能である。

【0026】単一の光源を含む図示するような一体の照明光路の他にも、一既に示唆した通り2つの別個の光源を使用し、適切な光源ダイアフラムを2つの部分照明光路を経て第1の光源像平面に結像することも可能である。それに相応して、その場合には2つの部分照明光路を適切に方向転換するように配慮すべきである。

【0027】図2に概略的に示す通り、倍率切替え手段(2a)と双眼鏡筒(図せず)との間には、左側観察光路の位相差発生素子(4a)がある。その背後に位置する第2の観察光路にある対応する位相差発生素子は図2には示されていない。

【0028】本発明による立体顕微鏡の別の実施形態においては、位相差発生素子を観察光路に固定配置するのではなく、本発明による立体顕微鏡の適用用途をできる限り広げるために、位相差発生素子を観察光路に選択的に挿入可能であるように構成することも可能である。この場合には、光源ダイアフラムも照明光路に対して挿

入、引込め自在であるように構成すると有利である。

【0029】次に、図3a～図3cを参照して、本発明に従って二次光源像平面に配置すべき位相差発生素子の異なる実施形態を説明する。これらの図に示されているのは、二次光源像平面における観察光路の横断面である。図3a及び図3bに示す実施例は、一次光源像平面、すなわち、眼底上における線状又は方形の光源像を供給する照明光路に対する構成である。眼底上の一次光源像をそのように線状にすると、点状の光源像とは異なり、入射する光線の強さによる網膜の負担はそれほど多くないので、眼科手術の分野に限れば有利である。線状又はスリット状の光源像を選択した場合、二次光源像平面で形成される回折パターンも同様に線状又はスリット状であり、光源像と同様に観察光路に向いている。この場合、零次回折に対して軸対象により高い回折次数が存在している。

【0030】たとえば、眼科手術において透明位相物体を可視化するために可能である第1の方法は、この平面におけるより高い次数の回折を片側で、すなわち、非対称に遮蔽するというものである。観察者の方向へ透過してゆく残留光波成分は干渉し、十分な振幅コントラストを供給する。この目的のために、図3aに示すように、観察光路の二次光源像平面にダイアフラム、すなわち、エッジ(20)を非対称に挿入し、対応する高次の回折、たとえば、+1次の回折を非対称に遮蔽するのである。図3aの表示では、眼底上の線状の一次光源像(50)も一部見えている。

【0031】図3bによれば、位相差発生素子の別の実施形態は、1つの次数の回折の位相を定義に従ってシフトさせる位相板(30)から構成されている。この実施例で選択される一次光源像の場合、位相板(30)は同様に細い方形の形態を有し、眼底像平面、すなわち、二次光源像平面の観察光路の中に、位相板(30)の縦軸が発生する回折パターンの対称軸と一致するように配置されている。零次の回折、すなわち、回折せずに透過して来る光波成分の位相を90°シフトさせることがそれにより可能になるので、その結果、部分的には位相変化した透過して来る次数の回折の間に干渉が起こる。全次数の回折の干渉は観察者に対して必要な振幅コントラストを与える。図3bに示す実施例では、観察光路に位相板(30)として、零次の位相を90°シフトさせるラムダ/4波長板を配置している。コントラストを向上させるために、吸収層を含む位相板(30)を設けることができる。これにより、零次の回折の強さは減弱し、より高い次数の回折の強さは調整されるので、振幅コントラストのさらなる改善が得られる。

【0032】本発明によれば、入射して来る光の強さによる眼底の負担を減少させるために、複数の一次光源像を適切な光源ダイアフラムを介して眼底上に形成することもさらに可能である。その結果、照明の総強さを十分

にしつつ、光源からの光を受ける眼底領域への照明の強さは減少するのである。この目的のために、たとえば、照明光路内に光源ダイアフラムとして多重ダイアフラム又は格子を配置することができ、それにより、対応して複数のスリット状一次光源像が眼底上に発生する。目の前部の媒質を位相物体として可視化するためには、位相差発生素子も同様に対応させて多重ダイアフラム又は格子として構成しなければならない。その場合、先に説明した実施例の場合と同様に、スリット状光源像の各々に対して位相差発生素子を再びエッジ又は位相板として選

【0033】この目的のための実施例を図3cに示す。図3cの実施例では、スリット状一次光源像が2つ(60a, 60b)ある場合の位相差発生素子(40a, 40b)は、2つの対応して観察光路内に配置されて、より高い次数の回折をそれぞれ非対称に遮蔽する格子バーとして構成されている。図3cの表示においても、同様に、眼底上の2つのスリット状一次光源像(60a, 60b)の一部が見えている。

【0034】選択する光源ダイアフラムの格子定数は、結果として発生する二次光源像の回折の次数が互いに重なり合わないよう選択されるのが有利である。そこで、二次光源像平面において、形成される回折パターンの中でより高次の回折と回折なしの光波成分との間に所望の干渉を発生させるために、規定通りの措置を講じることができる。

【0035】観察する目の眼底上の適切な光源像を図4a~図4cに示す。先に示唆した通り、これに適する位相差発生素子の形態も一次光源像をどのように選択するか、すなわち、光源ダイアフラムによって照明光路をいかに規定するかによって決まる。眼底上の光源像について選択される対称性に応じて、二次光源像平面、すなわち、眼底像平面には、規定された対称性を有する回折像が形成されることになる。そこで、この対称性に対応してそれぞれの位相差発生素子を選択すべきである。

【0036】眼底上の所望に一次光源像は、たとえば、光源ダイアフラムなどの照明光路にある適切な素子によって形成される。一次光源像と適切な位相差発生素子、さらには、種々の光源像の任意選択とを、たとえば、照

明光路内の切替え自在であるダイアフラムと、位相差発生素子としての同様に切替え自在であるダイアフラムとによって、自動的に連係させることができる。そのようなダイアフラムは有利な実施形態では周知の電氣的に切替え自在の液晶ダイアフラムとして構成される。

【0037】図4aにおいては、一次光源像(50)として、眼底上の方形又は線状の領域を表わしており、この光源像は照明光路にある相応して方形又は線状である光源ダイアフラムを介して実現される。そのような光源像(50)に対する位相差発生素子としては、図3a及び図3bの実施形態が適している。

【0038】図4bには、眼底上の前記の一次二重スリット光源像(60a, 60b)を示すが、このようにすることにより、目の照明を受ける領域に当たる照明の強さを減少できる。この場合に適する位相差発生素子は図3cに提案されている。

【0039】さらに、本発明によれば、図4cに示すように、眼底上に環状の光源像(70)を形成することも可能である。極端な場合、この環状の一次光源像(70)を点状の光源像に変形させている。先に何度も示唆した通り、この回転対称形の一次光源像(70)に対しては、観察光路に相応して回転対称形の位相差発生素子を挿入することが必要である。

【図面の簡単な説明】

【図1】 眼科手術の分野における概略的な結像プロセスを含めて、2つの観察光路並びに位相差発生素子の構造と共に本発明による立体顕微鏡を概略的に示す正面図。

【図2】 照明光路の配置を含む図1の立体顕微鏡の側面図。

【図3】 線状の一次光源像の場合に位相差発生素子について可能である3種類の構成を示す図。

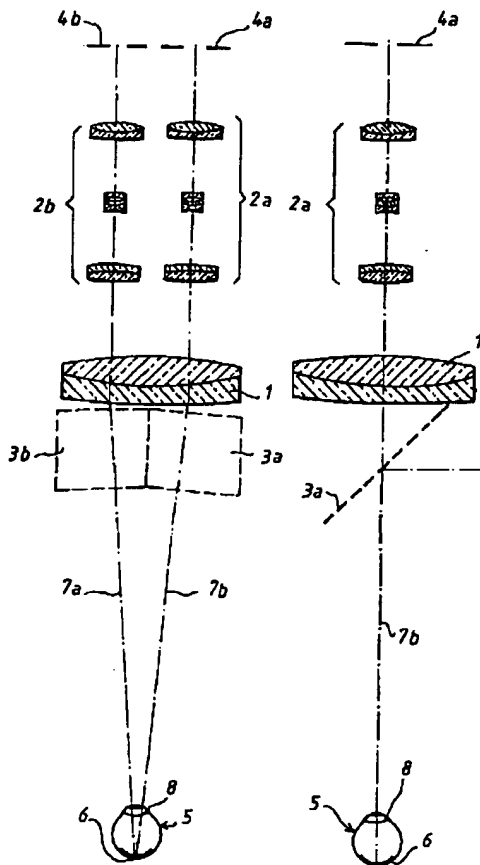
【図4】 それぞれ可能な一次光源像を示す図。

【符号の説明】

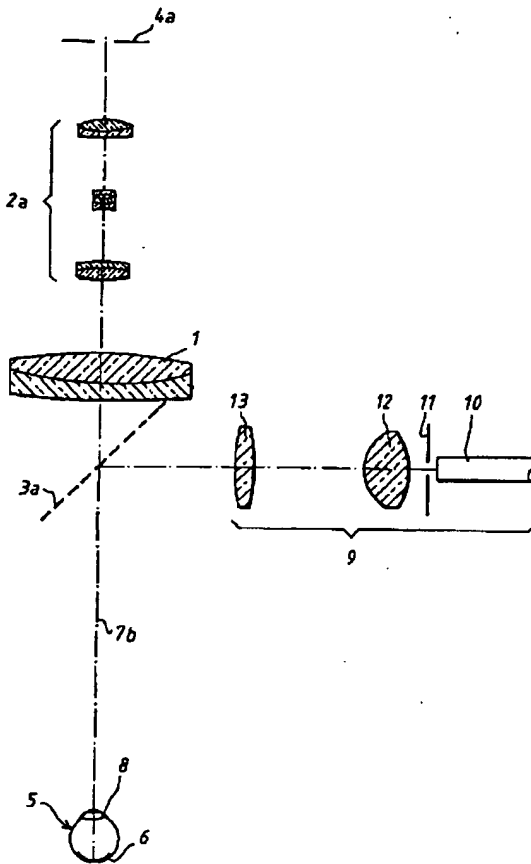
2a, 2b...倍率切替え手段、4a, 4b...位相差発生素子、9...照明光路、11...光源ダイアフラム、20...エッジ、30...位相板、40a, 40b...位相差発生素子。



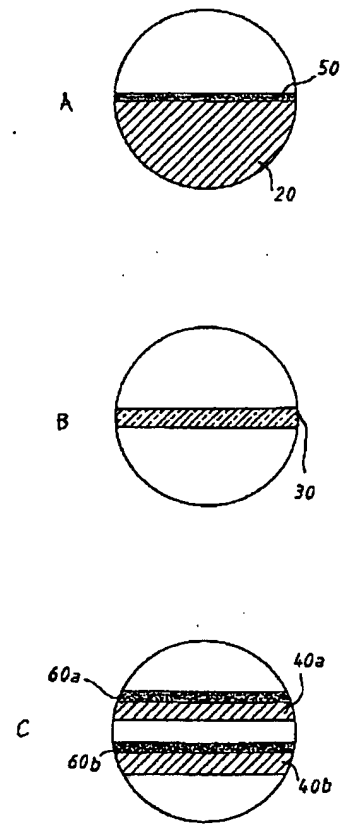
【図1】



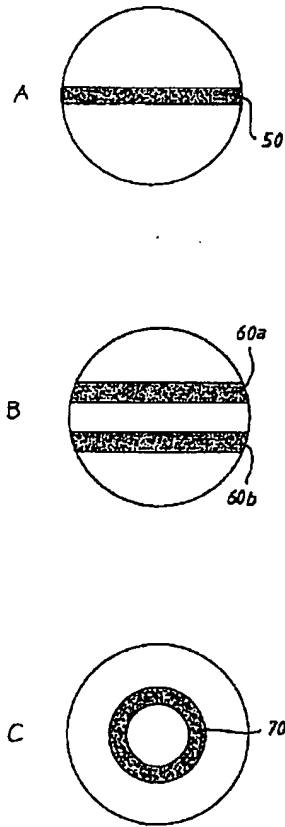
【図2】



【図3】



【図4】




---

フロントページの続き

(51) Int. Cl. <sup>6</sup>

A 61 F 9/007

識別記号

庁内整理番号

F I

技術表示箇所

(72) 発明者 ベーター・シェーファー

ドイツ連邦共和国 73447 オーバーコヒ

エン・アインシュタインシュトラッセ・19